前腕筋活動電位の表面伝導解析*

中島康博^{*1}, 吉成 哲^{*1}, 但野 茂^{*2}

Surface Conduction Analysis of EMG Signal from Forearm Muscles

Yasuhiro NAKAJIMA^{*3}, Satoshi YOSHINARI and Shigeru TADANO^{*3} Hokkaido Industrial Research Institute,
Kita 19 Nishi 11, Kita-ku, Sapporo-shi, Hokkaido, 060-0819 Japan

Determining muscle forces of the finger during heavy work is important for an understanding and prevention of tenosynovitis. Electromyography is one index of muscle activity. Measurements by surface electromyography (sEMG) are noninvasive and simple to apply to obtain signals of muscle action potentials. The sEMG potentials of muscles near the electrode are superimposed. To identify the muscle activities from sEMG measurements, it is necessary first to analyze the characteristics of sEMG conduction in the forearm. This paper develops a conduction model of the forearm that incorporates the muscles and the radius and ulna bones. sEMG distributions were analyzed using the finite element method. The root mean square (RMS) values of sEMG values and the power exponent of attenuation in relation to the length between the electrode and the source of muscle action potential were estimated in this work. Further, the positions of the muscle action potential were reverse-estimated using the RMS values and the power exponent of attenuation. As a result, the peak potential position of the sEMG distributions was distorted at a circumferential angle around the longitudinal axis of the model up to a maximum of 48°. The power exponent of attenuation was found to increase monotonically with increases in the inter-electrode distance (IED) of the surface electrode pair. The errors in the estimated positions of muscle action potential increased with decreases in the distance between the source of muscle action potential and the radius and ulna bones.

Key Words: Finger, Forearm, Muscle Fibre, Surface Electromyography (sEMG), Conductive Model, Reverse-Estimation, Muscle and Skeleton, Computer Aided Analysis, Biomechanics

1. 緒 言

人の手指は、精緻な作業から重作業まで様々な動作が実現できるが、関節や筋に過度の負荷がかかることで腱鞘炎や関節炎等が発症しやすい。そのため、筋電計や計算モデル等を用いて作業時の手指負荷を推定し、傷害防止のための研究が行われている。近年では、針筋電計で測定された筋活動度を計算モデルに入力して筋力を推定する手法もある。しかし、この手法は筋力推定に有効だが、針電極を筋に直接挿入するため被験者の苦痛を伴い、また使用には医師の指示が必要など計測上の制約が多い。簡便な表面筋電計により手指筋の負荷が推定されることが望ましい。

表面筋電計は皮膚表面に貼り付けた表面電極を用

いて、筋活動により生じた筋電位を測定する。前腕部では図1に示すように19本の筋が密集している⁽¹⁾。表面筋電計では内部のあらゆる筋活動の筋電位が同時に重畳して測定されてしまうため、各筋の筋活動度を個別に特定する必要がある。

そのため、Roeleveldら⁽²⁾⁽⁵⁾はスキニング筋電図法を開発し、筋内部の活動とその伝導特性について明らかにした。また、上腕の円周上に表面電極を配置し、上腕二頭筋の運動単位の深さと強度を解析した。Kleineら⁽⁶⁾⁽⁸⁾は、高密度2次元アレイ電極から得られた筋電図を、空間フィルタを用いた解析法により僧帽筋や総指伸筋などの筋活動電位の運動単位ごとの分離

Fig. 1 Muscle structures of forearm and hand⁽¹⁾

* 原稿受付 2008年8月14日。

^{*1} 正員, 北海道立工業試験場(〒060-0819 札幌市北区北19条西11)。^{*2} 正員, フェロー, 北海道大学大学院工学研究科。

E-mail: nakajima@hokkaido-iri.go.jp

や位置推定を試みた。前川・松浦ら⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾は、前腕に配置した 16 チャンネルの 2 次元アレイ電極を用いて測定された表面筋電図から、ブラインドデコンボリューション法により前腕筋群の運動単位ごとの筋活動度を求めた。斎藤ら⁽¹¹⁾⁽¹⁴⁾は、映像法を用いた表面筋電図逆解析により、上腕二頭筋の運動単位的位置やサイズを推定した。しかし、これらの方法は運動単位的位置推定に有効だが、多数の運動単位が動員されるような筋活動時に、各筋の筋活動度を個別推定することは難しい。

Vigouroux ら⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾は、針筋電図により総指伸筋、浅指屈筋、深指屈筋の筋活動を実測し、筋骨格モデルによる最適化手法と組み合わせて等尺収縮時における中指腱張力を求めた。但野ら⁽¹⁷⁾は、示指の 3 次元指関節の筋骨格モデルを構築し、逐次 2 次計画法を用いて外力作用時の示指関連筋の筋力を解析した。これらは、計算精度を上げるため筋活動量をモデルに入力しているが、針筋電計を用いることから被験者の苦痛を伴うなど計測上の制約がある。

本研究では、表面筋電計を用いて手指筋の筋活動度を各筋ごとに推定するため、前腕の円柱状導電体モデルを作成し、有限要素解析により橈尺骨を含む前腕内における筋電位の伝導特性を明らかにした。また、筋活動部位の位置による表面筋電位の変化を明らかにした。得られた伝導特性と表面筋電位分布を用いて筋活動部位を逆推定し、橈尺骨により生ずる推定位置との差を比較した。

2. 前腕導電体モデルの構築

2.1 前腕モデルの幾何形状 90°回外位における左前腕部について、橈尺骨を有するモデルと筋のみのモデルの 2 種類を作成した (図 2)。前腕部の形状は円柱状とし、半径 $R_A = 40\text{mm}$ 、長さ $L_A = 300\text{mm}$ とした。全体座標系は図 2 に示すようにモデル中心を原点とし、

モデルの中心軸近位方向を z 軸、背側を y 軸、外側を x 軸、周方向角度を y 軸を基準とする z 軸まわり角度 θ とした。橈尺骨は半径 $R_B = 10\text{mm}$ の円柱状で前腕モデルと同一長さとし、 z 軸と橈尺骨の各中心軸が平行となるように配置した。橈尺骨はその中心を z 軸から半径 $R_{BC} = 23\text{mm}$ の位置に配置した。このとき両骨は yz 平面に対して対称で、両骨の中心と前腕モデルの中心のなす角 $\theta_B = 120^\circ$ となるようにした。

2.2 支配方程式 モデル中の任意の座標における導電率ベクトルを $\sigma[\text{S/m}]$ 、誘電率ベクトルを $\varepsilon[\text{F/m}]$ 、時刻 $t[\text{s}]$ とすると、モデル内部の電位 $V[\text{V}]$ は Maxwell 方程式と電荷保存則より導かれる次の式に従う。

$$\nabla \cdot \left[\left(\varepsilon \frac{\partial}{\partial t} + \sigma \right) \nabla V \right] = 0 \quad (1)$$

$\nabla \cdot$ はベクトルの発散、 ∇ はスカラーの勾配、 $(\partial/\partial q)$ は変数 q に対する偏微分を表す。演算子による指示のないベクトル同士の積は、ベクトルの要素ごとの積を表す。

筋と骨はそれぞれ異方性の導電率 σ_M と σ_B を有する。前腕は複数の筋で構成されるが、本モデルでは、①各筋の筋線維方向が同一、②筋を仕切る筋膜は十分薄く電気的特性に影響しない、③各筋の電気的特性値に違いがない、という 3 つの仮定のもとに、モデル中の筋組織は一樣な異方性の導電率を有するものとした。半径方向、周方向、軸方向の導電率は表 1 の通りである⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾。空気層は筋に比して十分に小さい等方性の導電率を有するので、 $\sigma_A = 1.0 \times 10^{-10} \text{ S/m}$ とした。モデル中の誘電率 ε は、影響が十分に小さいものとして無視した。

Fig. 2 A conduction model of left forearm. (left: proximal view, right: lateral view)

Fig. 3 Simulated normalized transmembrane current density of muscle fibre at 4m/s of the propagation velocity⁽²¹⁾

2・3 筋電位発生源のモデル化 筋活動電位は、運動神経終末からの刺激によって筋線維の筋細胞膜に急激な電位変化（脱分極）が生じ、周辺に電流が流れることで発生する。脱分極は筋線維中をほぼ一定の速度で伝導するが、このときの電位分布状態によって筋線維中に電流の流入部分と流出部分が生じ、これが筋電位発生源となる。本モデルではこの電流の流入・流出をモデル化するため、筋電位発生源を電流流入点と流出点の組、すなわち電流双極子モデルとした。

以下に電流双極子（筋電位発生源）の間隔決定方法を示す。筋線維の脱分極が速度 v [m/s] で伝播すると、筋線維外へ流出する電流密度 i [A/m] は、脱分極の伝播方向を正とする線維方向位置 z [m] と速度 v 、時刻 t を用いて、式(2)(3)で表せる⁽²⁰⁾⁽²¹⁾。

Table 1 Conductivity of a muscle and a bone⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾

	Muscle[S/m]	Bone[S/m]
Radial	0.148	4.65×10^{-3}
Circumferential	0.148	6.33×10^{-3}
Axial	0.446	66.7×10^{-2}

$$i = \begin{cases} C\bar{z}(6 - 6\bar{z} + \bar{z}^2)e^{-\bar{z}} & (\bar{z} \geq 0) \\ 0 & (\bar{z} < 0) \end{cases} \quad (2)$$

$$\bar{z} = vt - z \quad (3)$$

ここで C は筋線維の断面積と、線維方向および法線方向の筋の導電率から決まる定数である。図 3 は、 $v=4\text{m/s}$ 、 $t=0$ のときの式(2)について、横軸 z 、縦軸 i^* (i の最大値で正規化) として表した。このとき、 $z=0$ は脱分極の伝播の先端であり、その後方($z < 0$)は脱分極による電位変化の途中にある。図 3 に示すように、筋線維の電流密度 i^* は位置によって符号が異なり、 $i^*=0$ の軸を挟んで 3 つの領域が描かれる。 $z = -3 - \sqrt{3}$ 以下の領域では、 i^* の値は無視する。残った 2 つの領域の図心位置を電流双極子の両極とし、2 点の間隔 $d_p=2.1\text{mm}$ を双極子間隔とした。

この電流双極子（筋電位発生源）を、図 2 に示すようにモデルの中央で周方向角度 $\theta=\theta_p$ 、円柱表面からの深さ d_p の位置に配置した。電流双極子の向きは z 軸と平行とし、電流強度は基準化のため 1mA とした。

2・4 有限要素解析 筋電位分布の解析には、有限要素解析ソフト ANSYS MultiPhysics Ver.10 を使用した。モデル中の要素は 3 次元四面体要素とした。要素サイズは、電流双極子近傍を 0.1mm とし、電流双極子直上の円柱表面の近傍は 2mm 、それ以外は 6mm とした。

Fig. 4 The surface potential distribution maps (Left: $\theta_p = -40$ deg, right: No-bone model). Both of the source depth d_p is 25mm , and the unit of the potential is " μV ". Dashed lines in the figure are circumferential position of the peak of surface potential distribution.

空気層の要素サイズは 8mm とした。また、空気層の外縁を基準電位(0mV)として固定境界条件を与えた。

以上の条件より、電流双極子の深さ d_p を 5mm から 40mm まで 5mm 刻みで、 z 軸回り角度 θ_p を 0° から -90° まで 10° 刻みで変化させて解析した。

2・5 表面筋電位分布 解析により、円柱の側面に表面筋電位分布 $V=V(\theta, z)$ が得られた。図 4 では、得られた表面筋電位分布について骨による分布の歪みを明瞭に図示するため、角度 θ を筋電位発生源の位置を基準とした角度 θ_M ($\theta_M = \theta - \theta_p$) で置き換え (図 2)、 $V=V(\theta_M, z)$ として表した。筋のみのモデルにおける表面筋電位分布 (図 4 右) では、等電位線が z 軸方向を長軸とする楕円状に広がり、 $\theta_M=0$ すなわち筋電位発生源直上の表面には正負 2 点の極値 (ピーク電位) が出現した。ピーク電位の大きさは筋電位発生源の深さ d_p の 1.67 乗に反比例して減少した。Roeleveld らが行った上腕二頭筋の筋電位減衰度の計測実験によれば⁽³⁾、陰性ピーク電位の減衰乗数は 1.60 ± 0.13 であり本計算結果と近いことから、本モデルの妥当性を示す結果を得た。

一方、橈尺骨を有するモデル (図 4 左、 $d_p=25\text{mm}$, $\theta_p=-40^\circ$) では、ピーク電位点の位置 (図 4 左の一点鎖線部分) が $\theta_M=0$ の軸上から周方向に 11° 、近傍の骨の表面から遠ざかる方向へずれる結果となった。このずれは、前腕モデルを用いて筋活動部位を推定する場合に、筋のみの簡易モデルを用いると大きな誤差が生じることを示している。図 5 はピーク電位点の周方向のずれと、筋電位発生源深さ d_p および z 軸回り角度 θ_p の関係を表したものである。図中の「*」は筋電位発生源が骨近傍 5mm 以内にあるときのピーク電位点位置であることとし、「+」は筋電位発生源が直上表面から

見て橈尺骨の裏側にあるときを表している。図からわかるように、筋電位発生源深さが橈尺骨の中心付近の深さ (17mm) 以深にあって骨近傍に位置しているか、または筋電位発生源が橈尺骨の裏側にあるときに、ピーク電位点が骨表面から離れる方向へ大きくずれる結果となった。

3. 筋電位発生源の位置推定

3・1 表面筋電位 RMS 値の減衰度 表面筋電位分布 V は静止した筋電位発生源により得られたものだが、実際は脱分極が筋線維中を伝播することで筋電位発生源も移動するため、当然表面筋電位分布も移動する。また、実際の表面筋電位は皮膚表面上の 2 点に貼り付けた電極対の電位差を計測し、その RMS 値 (Root Mean Square, 2 乗平均平方根) を算出するのが一般的である。しかし、①筋電位発生源からの入力電流は瞬時にモデル全体に伝わる (筋の静電容量成分によるローパスフィルタ効果の無視)、②筋電位発生源から十分離れた点の電界強度が 0 に近いこと、③筋電位発生源がほぼ一定速度で移動すること (脱分極が一定速度で筋線維中を伝播する) の 3 点を考慮すると、モデル表面の電極対を筋電位発生源の移動速度で「スライド」することで筋電位分布の移動と置き換えて表現できることから、静止した分布から近似的に筋線維の活動 1 パルスあたりの表面筋電位 RMS 値が得られる。

以下にその方法を述べる。静止した筋電位発生源による表面筋電位分布 $V(\theta, z)$ に対して、 z 方向に幅 Δz の中央差分 ΔV をとる。 Δz が電極間隔 (inter-electrode distance, IED)、 ΔV が電極間の電位差に相当する。

$$\Delta V(\theta, z) = V(\theta, z + \Delta z / 2) - V(\theta, z - \Delta z / 2) \quad (4)$$

このとき、値が算出されていない部分 (モデル両端の外) は電位差が小さいものとして $\Delta V=0$ とする。

z 方向のサンプリング間隔 $\zeta = v/q$ (q は時間領域におけるサンプリングレート (Hz)) を適当に決め、各サンプリング点における中央差分 ΔV_k を 2 乗して z 方向について加算平均すると、筋線維の活動 1 パルスあたりの表面筋電位 RMS 値分布 $V_{\text{rms}}(\theta)$ が得られる。ここでは、 $\zeta=1\text{mm}$ とした。

$$V_{\text{rms}}(\theta) = \left(\frac{1}{N} \sum_k \Delta V_k^2 \right)^{1/2} \quad (5)$$

ここで、 k は整数、 N は自然数で、それぞれ $k = -L_A/2\zeta, \dots, -L_A/2\zeta, N = (L_A/2\zeta) + 1$ である。

以上の方法により、筋のみのモデルの全周に電極間隔 Δz の電極対を周方向角度 $\theta=0$ から 350° まで 10° おきに 36 対配置したと仮定して、各電極対の筋電位 RMS

Fig. 5 The circumferential distortion of maximal potential position caused by the bones. The marker "*" in the figure means the source is within 5mm from the radius (the source depth $d_p > 17\text{mm}$), and "+" means the source is under the radius.

Fig. 6 The attenuances of RMS value caused by the difference of inter-electrode distance (IED)

値 V_{ms} と、電極対から筋電位発生源までの半径方向距離 l を算出した。筋電位発生源の位置は $\theta_p = 0^\circ$ とし、深さ $d_p = 5, 10, \dots, 40\text{mm}$ それぞれについて V_{ms} と l を求めた。図 6 は、 Δ を 10mm と 50mm としたときの V_{ms} と l をプロットしたものである。図から明らかなように、RMS 値は筋電位発生源が電極から離れるに従い急速に減衰し、その減衰度は電極間隔 Δ により異なった。この減衰は減衰乗数 b と、筋活動の強度によって決まる係数 V_0 ならびに l を用いて次式で回帰近似できた。

$$V_{ms}(\theta) = V_0 l(\theta, d_p)^b \quad (6)$$

式(6)の b は $\Delta = 10\text{mm}$ のとき -2.18, 50mm のとき -1.68 となった。この回帰式を用いて、 Δ と V_0 , b の関係を表したものが図 7 である。減衰乗数 b は、電極間隔 Δ が広がるほど大きくなった。この結果は、Roelveld らが行った実験と傾向がほぼ一致した⁽³⁾。この結果を応用すれば、電極間距離による減衰乗数の差を利用し、2 対の異なる間隔の電極を用いて浅部と深部の筋活動を分離して計測できる。

3・2 筋電位発生源の位置推定 式(6)による筋電位減衰度の回帰近似の結果を利用して、橈尺骨を有するモデルの RMS 値分布 V_{ms} から筋電位発生源の位置推定を試みた。

以下に方法を示す。角度 θ にある電極対 i ($i=1..n$) から得られた RMS 値 $V_{msi} = V_{ms}(\theta)$ は既知とする。式(6)の右辺を未知の筋電位発生源位置 $x_p = (x_p, y_p)$ と強度 V_0 を変数とする回帰推定関数 f_i と置き換える。

$$f_i(x_p, y_p, V_0) = V_0 l_i^b \quad (7)$$

$$l_i = l(\theta, x_p, y_p) = \sqrt{(x_p - R_A \cos \theta_i)^2 + (y_p - R_A \sin \theta_i)^2} \quad (8)$$

Fig. 7 The attenuation multiplier of RMS caused by the difference of IED

式(7)の b は、式(6)により、筋のみの解析モデルから得られた減衰乗数である。式(6)(7)を用いて次の RMS 値推定誤差 e_i が得られる。

$$e_i = V_{msi} - f_i \quad (9)$$

式(7)を x_p , y_p , V_0 について 1 次の Taylor 展開を行い式(9)に代入すると次式を得る。

$$e = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_p} & \frac{\partial f_1}{\partial y_p} & \frac{\partial f_1}{\partial V_0} \\ \vdots & \vdots & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta x_p \\ \Delta y_p \\ \Delta V_0 \end{bmatrix} = D \Delta x \quad (10)$$

ここで、 $e = [e_1 \dots e_n]^T$ である。式(10)より、 e のノルムを最小にする方向を持つベクトル Δx は、 D のムーア・ペンローズ逆行列 D^+ を用いて次のように表される。

$$\Delta x = D^+ e = (D^T D)^{-1} D^T e \quad (11)$$

このようにして得られた Δx に小さな定数 k をかけた $k \Delta x$ を $[x_p \ y_p \ V_0]^T$ に加算して収束計算を繰り返し、誤差 e のノルムが最小となる点を筋電位発生源の推定点 (x_p, y_p) とした。

以上の方法により、仮想電極対 i がモデル全周に $\theta = 0^\circ$ から 10° 間隔で $n = 36$ 対配置されたと仮定した場合の筋電位発生源の位置推定結果を図 8 に示す。筋電位発生源の位置が図中のある 1 点（黒丸）にある時の筋電位分布を用いて、その位置を逆推定した結果が図中の白丸である。図 8 には、これらの逆推定を筋電位発生源 1 点ごとに別々に算出したものをまとめて記載し、筋電位発生源（黒丸）に対応する推定点（白丸）をそれぞれ直線で結んだ。推定誤差は筋電位発生源の位置が橈尺骨近傍のときと、直上表面から見て橈尺骨の裏側に位置するときとに大きくなった。電極間

Fig. 8 Estimation of source position.

(left: 10mm of IED, right: 50mm, ○: estimated position of the source, ●: true position of the source)

隔 $\Delta z = 10\text{mm}$ のときの回帰近似結果を用いた場合は最大誤差 8.4mm , 50mm の場合は 8.2mm となった. 最大誤差に大きな違いはないが, $\Delta z = 10\text{mm}$ のほうが推定位置が深くなる傾向にあった.

4. 考 察

4・1 電極間隔とダイナミックレンジ 解析結果から, 表面筋電計による筋電位測定における RMS 値の減衰は電極対と筋電位発生源間の距離 l のおよそ $2.2 \sim 1.7$ 乗に反比例することがわかった. これを $d_p = 5\text{mm}$ と 40mm (d_p の最浅深さと最深深さ) の RMS 値比で比較すると, 電極間隔 $\Delta z = 10\text{mm}$ で約 $(40/5)^{2.18} = 93$ 倍 (6.5bit, 39dB), 50mm で $(40/5)^{1.68} = 33$ 倍 (5.0bit, 30dB) となる. つまり, 電極間隔が狭いと急激に減衰し, 広いと緩やかになる. この性質を利用すれば, 間隔の狭い電極対と広い電極対の組を前腕の円周上に多数配置することで, 狭い電極対で浅層筋の活動を識別し, 広い電極対で深層筋の活動を捉えることができる. また, 狭い電極対の計測値を用いて広い電極対の筋電位から浅層筋のクロストークを除去し, 深層筋の筋電位推定に用いることができる.

一方, 周方向の電極の配置間隔について, 各筋ごとに筋電位を分離するには, 隣接する筋の近接度と表面筋電位分布の空間周波数を考慮する必要がある. 本推定法において重要となるのは, RMS 値分布計測の空間分解能すなわち電極対の周方向間隔である. RMS 値分布が鋭くとがった形状 (浅層の筋活動による) のとき, 分布の波形を十分な分解能で計測できれば全ての深さで位置推定が可能である. $d_p = 5\text{mm}$ における表面筋電位分布の極大値波形の幅はおよそ 60° であり, これを 5 分割する程度の分解能があれば RMS 値分布形状を再

現できることから, 周方向電極間隔が $60/(5-1) = 15^\circ$ あれば, 本推定法には十分である. つまり, 円周上に $360/15 = 24$ 対の電極があれば, 前腕諸筋の位置と強度の推定が可能となる.

4・2 筋電位の減衰度 Roeleveld らは, 電極対の電位差の振幅と時間積分値で距離に対する筋電位の減衰度を測定している⁽³⁾. 本解析についてこれらの数値を比較した結果, 減衰傾向は一致した. しかし, 減衰乗数は本解析のほうが 0.5 程度小さくなった. これは, 解析に用いた筋の導電率の差や, 皮膚や脂肪によるフィルタ効果による影響と推察される. 導電率の異方性が異なれば表面筋電位分布が軸方向に伸縮し⁽²⁾, 電極間隔に対する減衰乗数が異なる結果となる.

また, 脂肪は筋に比して低導電率, 高誘電率であり, 筋電位伝導時にローパスフィルタ効果を有することがわかっている⁽²¹⁾. 今後の検討においてはこれらの点のほか, ノイズやドリフトなどの影響などを考慮する必要がある. 計測装置の限界からこれを考察すると, 計測器の A/D コンバータに対して最弱な筋電位 (最深層) の強度を十分な精度で計測するには 5bit 程度の分解能が必要である. 次に, 筋電位の基線ドリフトや筋電位のオーバーレンジを防ぐためには, 計測レンジに 3bit 程度のマージンが必要である. さらに, 同時に計測する筋電位の最大最小比 (最浅部と最深部の筋電位強度の比) Q と微小ノイズのマージン N を考慮する必要がある. これらの関係は, $(A/D \text{ 分解能}) = (\text{計測レンジマージン}) + (\text{ノイズマージン}) + N + Q$, と表せる. 計測器の A/D コンバータの分解能が一般に用いられている 16bit とすると, $Q = 8 - N$ とな

り、ノイズマージンを2ないし3bitとすれば、 $Q=5$ ないし6bitとなる。このとき、 $d_p=30\text{mm}$ における Q は $\Delta z=10\text{mm}$ における減衰乗数を用いて計算すると $(30/5)^{2.18}=50$ (5.6bit)、 $\Delta z=50\text{mm}$ で $(30/5)^{1.68}=20$ (4.3bit)となる。これらの点を考慮すると、実際の計測では減衰度から見て概ね計測限界30mm以内にとどまる。

4・3 橈尺骨による筋電位発生源の推定誤差 筋電位発生源が橈尺骨近傍にあるとき、表面筋電位分布は大きくゆがんでピーク電位点が最大48°ずれた。このときの筋電位発生源位置の推定誤差は8mm以上となり、別の筋の活動による筋電位と誤推定する可能性がある。これを防ぐ方法としては、本解析結果を応用して橈尺骨による表面筋電位分布の歪みを補正する方法が考えられる。電極と筋の概ねの位置をあらかじめ入力し、計測結果に本解析結果による補正を適用すれば、推定精度を向上できる。

さらに、計測前に行うキャリブレーションにより、人体内部のパラメータの個人差（脂肪、皮膚抵抗などの要因による）と本解析結果を照合し、筋活動部位の推定位置や筋活動度を補正する方法が考えられる。特定の筋のみの活動による表面筋電位分布計測や、微弱電流の通電による内部インピーダンス測定などにより推定位置の補正を行えば、より精度の高い推定結果が得られる。

また、本手法は単一の筋の位置及び活動度推定にとどまるが、実用的には複数筋の同時推定が必要となる。しかし、本手法は実際の表面筋電位がガウス分布に近い挙動を示すことを利用して、筋線維ごとのRMS値をその2乗値の加減算により集約することが容易なため、少ない計算量で最適化手法により各筋の筋活動位置と強度を個別に推定可能である。先に述べた通り、間隔の狭い電極対と広い電極対を用いて測定すれば浅層筋のクロストークを除去しつつ深層筋の筋電位を得られることから、最適化手法との併用により深層筋の筋活動も推定可能となる。

以上により、表面筋電計測による複数筋の活動度の同時推定の可能性が得られた。

5. 結 論

前腕を筋と橈尺骨の円柱状導電体としてモデル化し、筋電位発生源を電流双極子モデルに置き換えて有限要素法を用いて解析し、表面筋電位分布を算出した。得られた分布から筋電位発生源の深さに対する表面筋電位の減衰乗数を求め、これを用いて筋電位発生源の位置を逆推定し、その推定誤差を比較した。その結果、減衰乗数は電極間隔で異なり、間隔が広いほど減衰は緩やかとなった。橈尺骨の位置によって表面筋電位分布のピーク電位点は大きく歪み、最大48°の周方向誤

差が発生した。筋電位発生源の推定誤差は骨近傍で大きくなり、最大8.4mmとなった。

今後は検証のため、表面筋電位の多点同時計測による複数筋の筋活動度推定実験を行う予定である。

謝 辞

本研究は、独立行政法人科学技術振興機構の地域イノベーション創出総合支援事業・平成20年度シーズ発掘試験Aの研究助成金を受けた。ここに記して謝意を表す。

文 献

- (1) Nakamura, R. and Saitoh, H., Kiso Undo-gaku, (1976), p185, Ishiyaku Shuppan.
- (2) Roeleveld, K. et al., The Motor Unit Potential Distribution over the Skin Surface and Its Use in Estimating the Motor Unit Location, *Acta Physiologica Scandinavica*, Vol. 161 (1997), pp. 465-472.
- (3) Roeleveld, K. et al., Motor Unit Potential Contribution to Surface Electromyography, *Acta Physiologica Scandinavica*, Vol. 160 (1997), pp. 175-183.
- (4) Roeleveld, K. et al., Motor Unit Size Estimation: Confrontation of Macro EMG and Surface EMG, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 105 (1997), pp. 181-188.
- (5) Roeleveld, K. et al., Motor Unit Size Estimation of Enlarged Motor Units with Surface EMG, *Muscle Nerve*, Vol. 21 (1998), pp. 878-886.
- (6) Kleine, B. U. et al, Surface EMG Mapping of the Human Trapezius Muscle: the Topography of Monopolar and Bipolar Surface EMG Amplitude and Spectrum Parameters at Varied Forces and in Fatigue, *Clinical Neurophysiology*, Vol. 111, No. 4 (2000), pp. 686-693.
- (7) Kleine, B. U. et al, Using Two-dimensional Spatial Information in Decomposition of Surface EMG Signals, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 17, No. 5 (2007), pp. 535-548.
- (8) van Elswijk, G., Kleine, B.U. et al., Muscle imaging: Mapping responses to transcranial magnetic stimulation with high-density surface electromyography, *Cortex*, Vol. 44, No. 5 (2008), pp. 609-616.
- (9) Maekawa S. et al., MU Decomposition from Multi-Channel Surface EMG Signals Using Blind Deconvolution, *Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, Series D*, Vol. J88-D-II, No.9 (2005), pp. 1963-1970.
- (10) Matsuura, T., et al., 3D Position Estimation of the Motor Unit from Surface EMG, Technical Report of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, MBE2004-112 (2005), pp. 1-4.
- (11) Saitoh, K. et al., Validity of the Image Method in Surface Myoelectricity Order and Inverse Analysis: Viewpoint of the Effect of Boundary, *Transactions of the Society of Biomechanisms Japan*, Vol. 21, No. 2 (1997), pp. 92-97.
- (12) Saitoh, K. et al., Current Sources Estimated by Inverse Analysis of Surface EMG, *Biomechanisms*, Vol. 13 (1997), pp. 89-98.

- (13) Saitoh, K. et al., Muscular Unit Size and Fiber Density Deduced from Simulation of Inverse Analysis of Surface Electromyograms, *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol. 53, No. 4 (2004), pp. 391-402.
- (14) Saitoh, K. et al., Validity of Location of Muscular Units Estimated through Inverse Analysis of Surface Electromyograms, *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol. 53, No.5 (2004), pp. 549-557.
- (15) Vigouroux, L. et al., Using EMG Data to Constrain Optimization Procedure Improves Finger Tendon Tension Estimations During Static Fingertip Force Production, *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 13 (2007), pp. 2846-2856.
- (16) Vigouroux, L. et al., Estimation of Finger Muscle Tendon Tensions and Pulley Forces During Specific Sport-climbing Grip Techniques, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 14 (2006), pp. 2583-2592.
- (17) Tadano, S. and Fukada, K., Numerical Analysis of Musculotendinous Forced and Joint Reaction Forces during Motion of Index Finger, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol. 67, No. 653 (2001), pp. 168-174.
- (18) Burger, H. C. and Van Dongen, R., Specific Electric Resistance of Body Tissues, *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 5, No.4 (1961), pp. 431-447.
- (19) Saha, S. and Williams, P. A., Electric and Dielectric Properties of Wet Human Cortical Bone as a Function of Frequency, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 39, No. 12 (1992), pp. 1298-1304.
- (20) Stoykov, N. S. et al, Frequency- and Time-Domain FEM Models of EMG: Capacitive Effects and Aspects of Dispersion, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 49, No. 8 (2002), pp. 763-772.
- (21) Rosenfalck, P., Intra- and Extracellular Potential Fields of Active Nerve and Muscle Fibres, *Acta Physiologica Scandinavica*, Supplementum 321 (1969).
- (22) Nakajima, Y. et al., A Finite-Element Analysis of Volume Conduction of EMG Signal on Deep Muscles in a Forearm, *The 20th Bioengineering Conference, annual meeting of BE D/JSME*, (2008), pp. 377-378.